

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2018-523531
(P2018-523531A)

(43) 公表日 平成30年8月23日(2018.8.23)

(51) Int. Cl. F I テーマコード(参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2018-507699 (P2018-507699)
(86) (22) 出願日 平成28年8月19日(2016.8.19)
(85) 翻訳文提出日 平成30年2月14日(2018.2.14)
(86) 国際出願番号 PCT/EP2016/069712
(87) 国際公開番号 W02017/032715
(87) 国際公開日 平成29年3月2日(2017.3.2)
(31) 優先権主張番号 15189930.9
(32) 優先日 平成27年10月15日(2015.10.15)
(33) 優先権主張国 欧州特許庁(EP)
(31) 優先権主張番号 PCT/CN2015/087789
(32) 優先日 平成27年8月21日(2015.8.21)
(33) 優先権主張国 中国(CN)

(71) 出願人 590000248
コーニンクレッカ フィリップス エヌ
ヴェ
KONINKLIJKE PHILIPS
N. V.
オランダ国 5656 アーエー アイン
ドーフエン ハイテック キャンパス 5
High Tech Campus 5,
NL-5656 AE Eindhove
n
(74) 代理人 100122769
弁理士 笛田 秀仙
(74) 代理人 100163809
弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 適応時間処理による微小脈管超音波造影イメージング

(57) 【要約】

超音波診断イメージングシステムは、造影剤ウォッシュインの異なる段階の間に異なって処理されるコントラスト強調画像を生成する。コントラストウォッシュインの初期段階の間、コントラスト強度の急激な変化をよりよく反映するために、最大強度検出によって処理されるピクセルを使用してイメージングが行われる。コントラストウォッシュインの後の段階の間、ピクセルに対するノイズ及び動きの影響を減少させるために時間平均化処理が用いられる。ピーク強調の中間の期間の間、両方の技術によって処理される両方のピクセル値の組み合わせが使用される。他の態様では、ウォッシュイン期間は、出現段階、増加段階及びピーク段階によって特徴付けられ、コントラストピクセルデータは、これらの期間中に異なる方法で適応的に処理される。

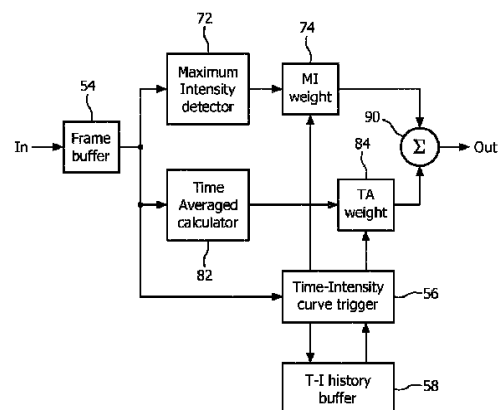


FIG. 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

画像領域内の微小脈管構造のコントラスト強調イメージングのための超音波診断イメージングシステムであって、

超音波ビームを送信し、超音波エコー信号を受信するように構成される超音波プローブと、

コヒーレントエコー信号を生成するために前記エコー信号をビーム形成するように構成されるビームフォーマと、

前記コヒーレントエコー信号に応答し、造影剤から受信される分離高調波エコー信号を生成するように構成される信号セパレータと、

前記高調波エコー信号に応答し、造影剤から受信される高調波信号を処理して、ある期間内のある時点に対する前記イメージング領域内の複数の空間位置の各々に対してコントラストデータ値を生成するように構成されるコントラスト時間プロセッサであって、前記画像領域内の空間位置に対する前記コントラスト値は前記期間にわたって異なる方法で生成され、前記期間は前記造影剤の少なくとも一つのウォッシュイン段階を含む、コントラスト時間プロセッサと、

前記生成されるコントラストデータ値を受信するように結合され、所望の画像フォーマットにおける前記時点に対する前記複数の空間位置に対して前記生成されるコントラストデータ値を構成することによって前記時点に対するコントラスト画像を生成するように構成されるスキャンコンバータと、

前記スキャンコンバータに結合され、コントラスト画像を表示するように構成されるディスプレイと
を有する、超音波診断イメージングシステム。

【請求項 2】

前記コントラスト時間プロセッサは、前記高調波エコー信号を処理して異なって処理されるコントラストデータ値を生成するように構成される時間平均化計算器及び最大強度検出器を更に有する、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 3】

前記コントラスト時間プロセッサは、前記最大強度検出器によって生成されるコントラストデータ値を重み付けするように構成される最大強度重み付け回路と、前記時間平均化計算器によって生成されるコントラストデータ値を重み付けするように構成される時間平均化重み付け回路とを更に有する、請求項 2 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 4】

前記コントラスト時間プロセッサは、前記重み付けされるコントラストデータ値を合計するように構成される加算器を更に有する、請求項 3 に記載の超音波診断画像システム。

【請求項 5】

前記信号セパレータから受信される高調波エコー信号を記憶するように構成されるフレームバッファを更に有する、請求項 4 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 6】

前記コントラスト時間プロセッサは、前記フレームバッファからの高調波エコー信号に
応答し、コントラストウォッシュインの連続する段階の時間 - 強度曲線を生成するように構成される、時間 - 強度曲線トリガ回路を更に有する、請求項 5 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 7】

前記時間 - 強度曲線は、初期ウォッシュイン段階及び後のウォッシュアウト段階を画
定し、

前記時間 - 強度曲線は、前記最大強度重み付け回路及び前記時間平均化重み付け回路
をトリガして、前記初期段階の間の最大強度コントラスト値及び前記後の段階の間の時間
平均化コントラスト値を生成する、

請求項 6 に記載の超音波診断画像システム。

10

20

30

40

50

【請求項 8】

前記時間 - 強度曲線は、前記初期段階に後続する中間段階を更に画定し、
前記時間 - 強度曲線は、前記最大強度重み付け回路及び前記時間平均化重み付け回路をトリガして、前記中間段階の間に最大強度コントラスト値及び時間平均化コントラスト値を生成し、

前記加算器は、前記中間段階の間に前記最大強度コントラスト値及び前記時間平均化コントラスト値の組み合わせを生成するように構成される、

請求項 7 に記載の超音波診断画像システム。

【請求項 9】

前記最大強度重み付け回路は、前記中間段階の間に減少重み付け関数を利用するように構成され、

前記時間平均化重み付け関数は、前記中間段階の間に増加重み付け関数を利用するように構成される、

請求項 8 に記載の超音波診断画像システム。

【請求項 10】

前記コントラスト時間プロセッサは、前記時間 - 強度曲線トリガ回路によって生成される時間 - 強度曲線のパラメータを記憶するように構成される時間 - 強度履歴バッファを更に有する、請求項 6 に記載の超音波診断画像システム。

【請求項 11】

前記時間 - 強度曲線トリガ回路は、第 1 のコントラストウォッシュイン期間の間に記憶されるパラメータを利用して、第 2 のコントラストウォッシュイン期間の間に前記重み付け回路をトリガするように構成される、請求項 10 に記載の超音波診断画像システム。

【請求項 12】

前記パラメータは、初期ウォッシュイン段階の終了を画定する第 1 のパラメータ t_2 と、後のウォッシュアウト段階の開始を画定する第 2 のパラメータ t_3 とを有する、請求項 11 に記載の超音波診断画像システム。

【請求項 13】

前記信号セパレータは、分離基本周波数エコー信号をするように更に構成され、前記システムは、

基本周波数エコー信号に応答し、検出 B モード信号を生成するように構成される B モード検出器と、

前記検出 B モード信号に応答し、前記所望の画像フォーマットで B モード画像を生成するように構成されるスキャンコンバータと、

前記コントラスト画像及び前記 B モード画像に応答し、前記 B モード画像及び前記コントラスト画像の組み合わせを有する画像を生成するように構成される画像プロセッサとを更に有する、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 14】

前記時間 - 強度曲線は、出現段階、増加段階、及びピーク段階を画定し、

前記時間 - 強度曲線は、前記最大強度重み付け回路及び前記時間平均化重み付け回路をトリガして、前記出現段階の間の最大強度コントラスト値、前記ピーク段階の間の時間平均化コントラスト値、及び前記増加段階の間の最大強度コントラスト値と時間平均化コントラスト値との組み合わせを生成する、

請求項 6 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 15】

画像領域における微小脈管構造の超音波コントラスト画像を生成する装置であって、造影剤から受信される高調波エコー信号に応答し、造影剤から受信される高調波信号を処理して前記画像領域における複数の空間位置の各々に対するコントラストデータ値を生成するように構成されるコントラスト時間プロセッサであって、空間点位置に対する前記コントラスト値は前記造影剤の少なくとも一つのウォッシュイン段階を含む期間にわたって異なる方法で生成される、コントラスト時間プロセッサと、

10

20

30

40

50

前記生成コントラストデータ値を受信するために結合され、前記受信コントラストデータ値に基づいて前記期間にわたってコントラスト画像の時間的シーケンスを生成するように構成されるスキャンコンバータと

を有する、装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療診断超音波システムに関し、特に、組織微小脈管構造における血流を視覚化するためにコントラスト強調イメージング研究を行う超音波システムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波造影剤は、薬剤が血流に与える強調から疾患状態を診断するために何年も使用されてきた。血液細胞は非常に小さく、超音波の反射率が低く、一般に超音波イメージングのための情報をほとんど提供しない。しかしながら、血流中のマイクロバブル造影剤は超音波を高度に反射し、高調波応答によってセグメント化されることができ、血流特性の極めて強調される画像を可能にする。造影剤の1つの用途は、組織微小脈管構造の流れ又は灌流を視覚化することであった。乳房病変のような病変の最近の研究は、病変を支持する微小脈管構造の構造、流れの特徴、及び程度に焦点を当てている。乳房病変の早期検出及び病変境界の精細度は、しばしば特徴的な脈管構造を探すために超音波を使用することによって確認されることができ、更に、化学療法から生じるような病変の成長及び発達の変化は、病変脈管系の変化によって早期に現れることが多い。これらの研究は造影剤の使用によって支援されると予想される。しかしながら、関与する脈管構造は、非常に低い流量で微量の血流を伝達する個々の脈管を備える微小脈管構造であり、超音波画像において明瞭に識別することが困難である。このプロセスを助ける1つの開発は、造影剤を使用であり、米国特許第6,676,606号（ホープ シンプソン他）に記載される微小脈管構造を通る個々のマイクロバブルの流れを視覚化することである。この特許に記載されるシステムは、ポーラスインジェクションで、又は画像領域においてマイクロバブルを周期的に破壊するために使用される断続的な高メカニカルインデックスフラッシュ送信を伴う連続注入によって、体内に導入される造影剤のマイクロバブルをイメージングし、脈管系の流れに到達する際に新たに灌流するマイクロバブルを観察することを可能にする。時間最大強度投影を通じてマイクロバブルの現在の位置を特定し、それからそれらがフレーム間で微小脈管構造を通じて漸進的に移動する際にそれらの外観をマイクロ脈管構造内に維持するパーシスタンスプロセッサが使用される。従って、生成された画像は、それらが組織を通り、従って画像領域内の微小脈管の経路を通して進むときにマイクロバブルの軌跡を捕捉する。この技術は、腫瘍内脈管系及び脈管樹構造の両方の視覚化を可能にし、臨床医がより良い決定をするのを容易にすることができるより病態生理学的な情報を提供する。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら、本発明者らは、造影剤のウォッシュインに起因する微小脈管構造のコントラスト強調は、造影の異なる段階で多様な特徴を有するダイナミックプロセスであり、それから、微小脈管におけるマイクロバブルの濃度は低下する。造影剤のウォッシュインの初期段階の間、より大きな脈管は、より速い速度の血流を含むので、それらは強調される。より大きな脈管内の造影剤の高速移動軌道を捕捉するために、ホープ シンプソンらの時間最大強度投影法を用いることが好ましいが、これは造影剤の動き及び結果としてもたらされるコントラスト強調の高速変化に敏感である。ウォッシュインのこの段階では、画像アーチファクトの出現につながる信号ノイズの存在はそれほど大きくない。しかしながら、造影剤のウォッシュインの後期段階では、遅い血流を伴う増加する数の微小脈管がマイクロバブルで満たされ、強調される。信号ノイズの影響が蓄積され、変化に対して高感度よりもむしろ、信号対雑音比の改善が、豊富で詳細な微小脈管構造の視覚化にとって

10

20

30

40

50

より重要になる。更に、心拍又は呼吸のいずれかによって引き起こされ得る補償されていない動きアーチファクトが形成され、時間の経過とともに蓄積し得る。信号の動きアーチファクト及びノイズを抑制することにより、ウォッシュインの後の段階での条件の変化に応答する処理方法が好ましい。従って、本発明の目的は、これら及び/又は他の変化する状態のための処理に適応させる、コントラスト強調された微小脈管イメージングのための超音波システムを提供することである。

Nicolas ElifeらによるUS2010 / 060644A1、Marianne Gauthierらによるデコンボリューション法を用いたダイナミックコントラスト強調音響分析による定量的灌流パラメータの評価、Takagi KazuyaによるWO2014 / 061258A1及びThomas Patrice Arsene GauthierらによるUS2012 / 0253190A1は、時間 - 強度曲線などの灌流曲線又はパラメータの

10

20

30

40

50

【課題を解決するための手段】

【0004】

いくつかの態様では、本発明は、画像領域内の微小脈管構造のコントラスト強調イメージングのための超音波診断イメージングシステム及び方法を提供する。超音波システムは例えば、超音波ビームを送信し、超音波エコー信号を受信するように構成される超音波プローブと、エコー信号をビーム形成してコヒーレントエコー信号を生成するように構成されるビームフォーマットと、コヒーレントエコー信号に応答し、造影剤から受信される分離高調波エコー信号を生成するように構成される信号セパレータと、高調波エコー信号に応答し、造影剤から受信される高調波信号を処理して、ある期間におけるある時点に対するイメージング領域における複数の空間位置の各々に対してコントラストデータ値を生成するように構成されるコントラスト時間プロセッサと、前記生成されたコントラストデータ値を受信するように結合され、所望の画像フォーマットにおける前記時点の前記複数の空間位置に対する前記生成されたコントラストデータ値を構成することによって、前記時点に対するコントラスト画像を生成するように構成されるスキャンコンバータと、コントラスト画像を表示するスキャンコンバータに接続されるディスプレイとを有し、前記画像領域内の空間位置のコントラスト値が、前記期間にわたって異なる方法で生成され、前記期間は、前記造影剤の少なくとも一つのウォッシュイン段階を含む。言い換えれば、期間にわたって、第1の時点及び第1の時点とは異なる第2の時点の場合、コントラスト時間プロセッサは、第2の時点のコントラスト値を生成する方法とは異なる方法で第1の時点のコントラスト値を生成するように構成されることができる。コントラスト画像を生成するために時間最大強度投影の同じ方法を使用する従来のアプローチとは異なり、コントラスト画像の時間的シーケンスのようなある期間にわたるコントラスト画像は、その期間にわたって異なる方法で生成される。したがって、造影剤の灌流の異なる段階のような期間の異なるサブ期間に従って処理を適合させることによってコントラスト画像を改善するように、異なる特定の時点に対するコントラスト画像を生成するために異なる処理方法を適用することが可能になる。

領域の超音波画像は、空間位置に従って構成される領域の超音波データ値を有するものとして知られている。換言すれば、超音波画像の各ピクセル又はボクセルは、対応する空間位置の超音波データ値を表す。Bモード超音波画像、ドップラー超音波画像、コントラスト超音波画像（コントラスト画像又はコントラスト強調画像とも呼ばれる）など、様々なタイプの超音波画像がある。様々なタイプの超音波画像における超音波データ値は、様々な物理的パラメータを表す。例えば、Bモードの超音波画像におけるピクセル値は、組織によって反射される超音波エコー信号の強度を表す。例えば、ドップラー超音波画像におけるピクセル値は、血流などの組織を移動させることによって引き起こされるドップラー効果を表す。例えば、コントラスト画像のピクセル値は造影剤の量を表す。いくつかの実施形態では、コントラスト時間プロセッサは、高調波エコー信号を処理して異なって処理されるコントラストデータ値を生成する時間平均化計算器及び最大強度検出器を含むことができる。最大強度検出は、コントラスト強度の急激な変化をより良く反映すること

ができ、時間平均化処理は、ピクセル値のノイズ及び動きの効果を低減することができる。いくつかの他の実施形態では、最大強度検出器及び時間平均化計算器のいずれか又は両方は、他の既存又は将来開発される計算機又は検出器によって置き換えられることができる。

【0005】

コントラスト時間プロセッサは、最大強度検出器によって生成されるコントラストデータ値を重み付けするように構成されるMI重み付け回路と、時間平均化計算器によって生成されるコントラストデータ値を重み付けするように構成されるTA重み付け回路とを含むこともできる。コントラスト時間プロセッサは、重み付けされるコントラストデータ値を合計するように構成される加算器、及び/又は信号セパレータから受信される高調波エコー信号のフレームを記憶するように構成されるフレームバッファを含むことができる。特定の態様では、コントラスト時間プロセッサは、フレームバッファからの高調波エコー信号に応答し、コントラストウォッシュインの連続する段階の時間 - 強度曲線を生成するように構成される、時間 - 強度曲線トリガ回路を含むことができる。いくつかの態様では、時間 - 強度曲線は、最初のウォッシュイン段階及び後のウォッシュアウト段階を画定し、時間 - 強度曲線は、重み付け回路をトリガして、初期段階中の最大強度コントラスト値及び後の段階の間の時間平均化コントラスト値を生成するように構成される。代わりに、時間 - 強度曲線は、初期段階に続く中間段階を更に画定し、時間 - 強度曲線は、中間段階の間に時間平均化コントラスト値及び最大強度コントラスト値を生成するように重み付け回路をトリガするように構成され、中間段階の間に時間平均化コントラスト値と最大強度コントラスト値との組み合わせを生成するように構成される。いくつかの態様では、時間 - 強度曲線は出現段階、増加段階及びピーク段階を画定し、時間 - 強度曲線は、出現段階の間の最大強度コントラスト値、ピーク段階の間の時間平均化コントラスト値、及び増加段階の間の最大強度コントラスト値と時間平均化コントラスト値との組み合わせを生成するように重み付け回路をトリガする。

いくつかの態様では、MI重み付け回路は、中間段階の間に減少重み付け関数を利用するように構成され、TA重み付け回路は、中間段階の間に増加重み付け関数を利用するように構成される。コントラスト時間プロセッサは、時間 - 強度曲線トリガ回路によって生成されるT-I曲線のパラメータを記憶するように構成されるT-I履歴バッファを含むこともできる。いくつかの態様では、時間 - 強度曲線トリガ回路は、第1のコントラストウォッシュイン期間中に記憶されるパラメータを使用して、第2のコントラストウォッシュイン期間中に重み付け回路をトリガするように構成される。パラメータは、最初のウォッシュイン段階の終わりを画定する第1のパラメータ t_2 と、後のウォッシュアウト段階の始まりを画定する第2のパラメータ t_3 とを含むことができる。

【0006】

特定の態様では、信号セパレータは、基本周波数エコー信号を分離するように更に構成され、システムは、基本周波数エコー信号に応答し、検出されるBモード信号を生成するように構成されるBモード検出器と、検出されるBモード信号に応答し、所望の画像フォーマットでBモード画像を生成するように構成されるスキャンコンバータとを更に含む。システムは、コントラスト画像及びBモード画像に応答し、Bモード画像及びコントラスト画像の組み合わせを含む画像を生成するように構成される画像プロセッサを更に含むことができる。

本明細書で更に説明するように、本発明は、超音波システム及び方法を含む。いくつかの態様において、超音波システムは、マイクロプロセッサ、集積回路（例えば、FPGA）、メモリ、ハードドライブなどのコンピュータに標準的な様々な構造を含む。いくつかの実施形態において、本発明は、実行されると、本明細書に記載の様々なステップ及び機能をシステムに実行させる。例えば、本発明は、微小脈管構造のコントラスト強調イメージングのための超音波診断イメージングシステムであって、命令が実行されるとき、システムに、超音波プローブを用いて超音波ビームを送信し、超音波エコー信号を受信するステップと、コヒーレントエコー信号を生成するためにエコー信号をビーム形成するステップと

10

20

30

40

50

、造影剤から受信される高調波エコー信号を分離するステップと、造影剤の少なくとも一つのウォッシュイン段階を含む時間にわたって異なる方法で造影剤から受信される高調波信号を処理するステップと、所望の画像フォーマットでコントラスト画像を生成するステップとを実行させる命令を有する、超音波診断イメージングシステムと、コントラスト画像を表示するスキャンコンバータに結合されるディスプレイとを含む。

本発明の他の態様によれば、画像領域における微小脈管構造の超音波コントラスト画像を生成する装置であって、造影剤から受信される高調波エコー信号に応答し、造影剤から受信される高調波エコー信号を処理して画像領域における複数の空間位置の各々に対するコントラストデータ値を生成するように構成されるコントラスト時間プロセッサと、生成されるコントラストデータ値を受信するために結合され、期間にわたってコントラスト画像の時間的シーケンスを生成するように構成されるスキャンコンバータとを有し、空間点位置に対するコントラスト値が、造影剤の少なくとも一つのウォッシュイン段階を含む期間にわたって異なる方法で生成される、装置が提供される。この装置は更に、コントラスト画像を表示するためのディスプレイに結合されることができる。これに加えて又はこれに代えて、このようなシステムは、コントラスト画像を表示するためのディスプレイを備えることができる。この装置は、造影剤から受信される高調波エコー信号を提供するための装置又はシステムに結合されることができる。追加的又は代替的に、この装置は、造影剤から受信される高調波エコー信号を提供するための装置又はシステムの一部であってもよい。提供される高調波エコー信号は、高調波エコー信号のフレームのシーケンスであり得る。提供される高調波エコー信号は、コントラストデータフレームが時間に渡って同じ方法で生成される従来の手法に従って生成されるコントラストデータフレームのシーケンスになることができる。造影剤から受信される高調波エコー信号を提供するための装置又はシステムは、超音波ビームを送信し、超音波エコー信号を受信するように構成される超音波プローブを含むことができ、又は病院情報システム（HIS）、画像保管通信システム（PACS）、電子カルテ情報システム（EMR）などのような、コントラスト強調超音波データなどのデータを記憶するように構成される何れかの情報システムになり得る。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】本発明の原理に従って構成される超音波診断イメージングシステムのブロック図の形態を示す。

【図2】図1の超音波システムのコントラスト時間プロセッサの構成及び動作を示す詳細なブロック図である。

【図3】体内のある点におけるコントラスト灌流中のコントラストピクセルデータの灌流曲線のプロットである。

【図4】図3のピクセルデータへの平滑な時間 - 強度曲線のフィッティングを示す。

【図5】3つの期間にセグメント化される理想的な造影剤の時間 - 強度曲線を示す。

【図6】本発明の原理によるコントラスト灌流のピーク強調段階中の最大強度検出及び時間平均化処理の両方を重み付けするために使用される重み付け特性を示す。

【図7】理想化される造影剤の時間 - 強度曲線をセグメント化する代わりに手法を示す。

【発明を実施するための形態】

【0008】

本発明のいくつかの実施形態によれば、ユーザが造影剤で微小脈管構造をイメージングすることを可能にする診断超音波システム及び方法が記載される。コントラストピクセルデータは、造影剤がウォッシュインされ、それから、微小脈管系からウォッシュアウトされるとき、異なる方法で適応的に処理される。本発明のシステム及び方法は、コントラスト灌流の各段階の間に最も有益な画像処理を提供するように処理を適応的に変更する。

いくつかの実施形態では、コントラストピクセルデータは、ウォッシュイン期間、強調安定化又は中間期間、及びウォッシュアウト期間の3つの期間中に異なる方法で適応的に処理される。例えば、コントラストの急速な蓄積をより良く強調するために、ウォッシュ

10

20

30

40

50

インの初期段階の間に最大強度検出が使用される。後のウォッシュアウト段階の間、時間画像データの時間平均化処理が、ノイズ及びモーションアーチファクトを低減するために使用される。中間ピーク強調段階の間に、これらの技術の両方の組み合わせが使用され、この期間中に最大強度検出から時間平均化処理に変化する。

特定の実施形態では、ウォッシュイン期間は、出現段階、増加段階及びピーク段階によって特徴付けられ、コントラストピクセルデータは、これらの期間中に異なる方法で適応的に処理される。ここでは、最大強度検出が、出現段階の間に、コントラストの急速な蓄積をより良好に強調するために使用されることができ、後のピーク段階の間に、時間画像データの時間平均化処理が、ノイズ及びモーションアーチファクトを低減するために使用される。増加段階の間に、これらの技術の両方の組み合わせが使用され、この期間中に最大強度検出から時間平均化処理に変化する。

【0009】

最初に図1を参照すると、本発明の原理に従って構成される超音波システムがブロック図形式で示される。超音波プローブ12は、超音波パルスを送受信する超音波トランスデューサ素子のアレイ14を含む。アレイは、2次元イメージングのための1次元線形又は湾曲アレイであってもよく、又は3次元の電子ビームステアリングのためのトランスデューサ素子の2次元マトリックスであってもよい。アレイは、プローブによって前後に機械的に掃引されて体の3次元ボリュームをスキャンする1次元アレイであってもよい。アレイ14内の超音波トランスデューサは超音波エネルギーを送信し、この送信に回答して返されるエコーを受信する。送信/受信(「T/R」)スイッチ22は、アレイ14内の超音波トランスデューサに結合され、動作の受信フェーズの間、トランスデューサ素子からの信号をビームフォーマ32に選択的に結合する。トランスデューサアレイが、信号を送信するために活性化される時間は、ビームフォーマ32によっても制御されるので、集束されステアリングされるビームは、動作のパルスエコーシーケンスの送信フェーズ中に、アレイから送信される。

送信される超音波エネルギーからのエコーは、T/Rスイッチ22を介して結合され、システムがデジタルビームフォーマを使用するとき、ビームフォーマの入力部においてアナログ/デジタル(「A/D」)コンバータによってデジタル化されるエコー信号を生成するアレイ14のトランスデューサ素子によって受信される。代わりにアナログビームフォーマが使用されることもできる。超音波システムの制御及びプローブ選択などのイメージングのための様々な制御設定の制御は、中央システムコントローラ(図示略)に結合され、中央システムコントローラを通じてその制御を適用する制御パネルの制御部のユーザ操作によって行われる。

アレイ14の個々のトランスデューサ素子から受信されるエコー信号は、コヒーレントエコー信号をビーム形成するためにビームフォーマ32によって遅延され、合計される。2次元アレイによる3Dイメージングでは、米国特許第6,013,032号(Savord)及び米国特許第6,375,617号(Fraser)に記載されるように、プローブに配置されるマイクロビームフォーマとシステムメインフレームのメインビームフォーマとの間にビームフォーマを区画することが好ましい。それから、デジタルコヒーレントエコー信号は、バンドパスフィルタリング、スペckル低減、画像コントラスト強調、組織クラッタ抑圧及び動き補償などの動作を実行する信号プロセッサ34によって処理される。信号プロセッサは、受信される周波数帯域をより低い周波数レンジ又はベースバンド周波数レンジにシフトすることもできる。この実施形態では、送信周波数及び受信周波数は、ビームフォーマ32が、高調波周波数帯域などの送信帯域の周波数帯域とは異なる周波数帯域を自由に受信するように、個別に制御される。

マイクロバブルのような造影剤によるイメージングの間に受信されるエコー信号は、基本波/高調波信号セパレータ36に結合される。基本波/高調波信号セパレータ36は、好ましくは、パルス反転技術によって高調波造影剤から返されるエコーを分離し、画像位置への複数のパルスの送信から生じるエコーは、基本信号成分をキャンセルして高調波成分を強調するように加算的に結合され、基本周波数信号成分を生成するように減算的に結合され

10

20

30

40

50

る。好ましいパルス反転技術は、例えば、米国特許第6,186,950号(Averkiouら)に記載される。基本周波数 f 及び第2高調波周波数 $2f$ を含む信号帯域のような基本周波数及び高調波周波数は、基本周波数 f にピークを有する低域通過帯域と、第2高調波周波数 $2f$ にピークを有する高域通過帯域とを用いる帯域通過フィルタリングによって分離されることもできる。

【0010】

イメージングされる組織構造のBモード画像を形成するために、基本周波数信号はBモード検出器40に結合される。当業者に知られているように、Bモード検出器は、受信基本周波数エコー信号の振幅検出を実行する。検出されるエコー信号は、イメージングされる領域からの信号を所望の画像フォーマットに構成するスキャンコンバータ42に結合される。プローブは、例えば、

10

R-θ

空間フォーマットでエコー信号を受信したフェーズドアレイ又は湾曲アレイプローブであってもよく、スキャンコンバータは、これらの信号を、ラスタースキャンされる表示装置のピクセルとしてBモード画像の表示に適したデカルト形式に変換する。3次元イメージングの場合、スキャン変換される2次元画像データは、ポリウムレンダリングによって3D画像を形成するように処理されてもよい。

本発明の原理によれば、造影剤のマイクロバブルから受信される分離高調波信号は、コントラスト時間プロセッサ50に結合される。コントラスト時間プロセッサは、以下に説明される造影剤ウォッシュインの異なる段階の間に異なる方法でコントラスト信号を検出して処理する。得られたコントラストデータ値は、別個のスキャンコンバータ又は時間多重化される態様で使用されるときにBモード画像スキャン変換のために使用されるものと同じになり得るスキャンコンバータ52によってコントラスト画像を形成するように、Bモード画像と同じフォーマットに変換される。スキャンコンバータ42によって生成されるBモード画像及びスキャンコンバータ52によって生成されるコントラスト画像は、画像プロセッサ24に結合される。2つの画像は両方とも同じ表示フォーマットであるため、コントラスト画像は、造影剤によって描写される血流がBモード画像の組織構造によって囲まれるように、Bモード画像をオーバーレイして表示する。画像プロセッサは、例えば、グラフィック情報を追加することによって画像を更に処理することができ、最終画像はディスプレイ装置又はモニタ26に表示される。

20

30

図2は、コントラスト時間プロセッサ50の構成及び動作を示す詳細なブロック図である。連続して受信される画像フレームは、フレームバッファ54に記憶される。注入又はインジェクトされる造影剤がイメージングされる体の領域に到達し始めると、連続する画像フレームは、フレームバッファに記憶され、イメージングされる微小脈管構造の漸進的な位置に現れるとき造影剤を捕捉する。プローブ12が患者の体に対して安定して保持されると、同じ空間位置が各画像内の同じピクセル位置に現れる。したがって、コントラストウォッシュイン中のイメージング領域における各固有の位置におけるピクセルデータの時間シーケンスは、連続画像のシーケンスのそれぞれにおける同じピクセル位置をアドレス指定することによって簡単に抽出されることができる。

40

本発明の原理によれば、各ピクセル位置でのコントラストデータの時間シーケンスは、最大強度検出器72及び時間平均化計算器82によって処理される。最大強度検出器は、ピクセル位置からデータ値のシーケンスを受け取り、それらを順次比較して、コントラストウォッシュインの開始から現在の時点までの最大値、最近受信したコントラスト画像値を検出する。数学的には、これは各ピクセル位置について

$$P_{\max_{x,y}} = P_1, P_2, P_3 \dots P_{\text{current}} \text{ のうちの } P_{\max}$$

と表されることができる。ここで、 x, y は画像内のピクセル位置であり、ウォッシュインの開始から現在の時間までのフレーム1,2,3,現在のピクセル値は、 $P_1, P_2, P_3 \dots P_{\text{current}}$ である。簡単な例を与えるために、データ値が0,0,3,2,3,5,7及び10であると仮定する

50

。このシーケンスの $P_{max_x, y}$ の値は、連続的に0,0,3,3,3,5,7及び10になる。この検出プロセスはノイズに対する感度を有することが分かる。最初の2つの0がウォッシュインの開始前のピクセル値であり、これらの最初がノイズ又は動きの影響を受けて3であると仮定する。シーケンスの最大強度検出値は、3,3,3,3,3,5,7及び10になり、所望されないことに、ノイズ効果を反映している。

【0011】

しかしながら、時間平均化計算器82は、時間平均化によってこのようなノイズ及び動きの影響を低減する。時間平均化は、様々な方法で実施されることが出来る。一実施形態では、この計算機は、ウォッシュインの開始から現在のピクセルの時間までの平均データ値に等しいコントラストピクセル値を生成する。数学的には、これは

$P_{ta_{x, y}} = P_1, P_2, P_3 \dots P_{current}$ のうちの平均

と表される。他の実施形態では、時間平均化は、移動ウィンドウ内の加重平均又は非加重平均に等しい移動平均になることができる。

この式では、ノイズの瞬間的な影響が平均化され、それによって値のシーケンスの平均に渡って減少されることがわかる。最大強度検出器及び時間平均化計算器によって実行される動作は繰り返され、それらの出力コントラストデータ値はフレームバッファ内のコントラストデータの各新しいフレームの到達で更新される。

本発明のさらなる態様によれば、コントラスト灌流の全期間は、少なくとも2つの期間に分割される。一実施形態では、少なくとも2つの期間は、第1の期間及び第2の期間を含むことができ、コントラスト時間プロセッサは、第1の期間中の最大強度値に等しく、第2の期間中の時間平均強度値に等しい所与のピクセル位置の瞬時コントラストデータ値を生成する。例えば、コントラスト時間プロセッサは、最大強度値及び時間平均強度値のうちの1つを選択するセレクタを含むように構成することができる。他の実施形態では、少なくとも2つの期間は、第1の期間、第2の期間及び第3の期間を含むことができ、コントラスト時間プロセッサは、第1の期間中の最大強度値に等しく、第3の期間中の時間平均強度値に等しく、前記第1の期間と前記第3の期間との間の前記第2の期間中の前記2つの組み合わせに等しい所与のピクセル位置に対する瞬時コントラストデータ値を生成する。

本発明のさらなる態様によれば、コントラスト時間プロセッサは、ウォッシュインの初期段階中の最大強度値に等しく、ウォッシュインの後の段階の間の時間平均強度値に等しく、コントラスト灌流が最大である中間段階の間の2つの変化する組み合わせに等しい所与のピクセル位置に対する瞬時コントラストデータ値を生成する。これは、一つ又はそれより多くのコントラストピクセル位置に対して時間 - 強度曲線トリガ回路56によって計算される時間 - 強度 (T-I) 曲線を使用することによって行われる。T-I曲線は、米国特許第5,833,613号 (Averkiou他) に記載されるように、体内のある位置における造影剤の到達及び送達の共通の尺度である。時間 - 強度曲線は、灌流される組織の画像内の各点及びイメージング又は診断に使用するために抽出される各曲線の一つ又はそれより多くのパラメータに対して計算されることが出来る。例えば、各画像ポイントに対して選択されるパラメータは、米国特許第6,692,438号 (Skyba他) に記載されるように、灌流のパラメータ画像を形成するためにグレースケールシェーディング又はカラーコーディングで表示され得る。これらのパラメータは、曲線のピーク及び勾配を含み、それぞれは組織灌流の異なる特性を示す。

【0012】

灌流曲線は、一般に、造影剤が組織の微小脈管構造の内外に流れる際に造影剤から返される信号の強度を測定することによって計算される。造影剤の量の上昇及び下降のこれらの測定値はそれから、ガンマ変量曲線モデル

$$A * (x - t_0) * \exp(-k * (x - t_0)) + C$$

によって定義されるような曲線にフィッティングされる。ここでAは曲線のピークであり

10

20

30

40

50

、 t_0 は造影剤のウォッシュインの開始時間であり、

は曲線の立ち上がりの勾配であり、 x は造影剤の量の瞬時測定値である。これらの時間及び強度表現は、訓練される臨床医に組織が灌流される様子を示す。例えば、図3は、造影剤のウォッシュイン中に経時的に受け取ったコントラスト強度値のシーケンスを示す。 x 軸は時間軸であり、 y 軸はピクセル値の振幅（強度）である。これらの値は、それらを結ぶ線分によって示されるように、幾分不規則に変化することがわかる。この不規則なばらつきを克服するために、曲線は、上記のような曲線適合式を使用して、曲線110によって示されるような強度データ値にフィッティングされる。これは、コントラストのウォッシュインのより滑らかな表現を提示し、これは、上に列挙されるパラメータをもたらすように分析されるフィッティング曲線である。

図5は、曲線フィッティングから得られる典型的なT-1ウォッシュイン曲線60を示す。この例では、立ち上がり又は最初のウォッシュイン段階は、63及び時間 t_1 によって示される曲線60のピークAの20%から65及び時間 t_2 によって示される曲線のピークの80%のレベルまでの立ち上がりに後続する持続時間である。造影剤の量とその灌流のピークの周辺にある強調段階は、時間 t_2 における65の80%マークと、67及び時間 t_3 におけるピークの90%への低下との間の持続時間である。コントラスト又はウォッシュアウト段階の低下は、67及び時間 t_3 におけるピークの90%から、69及び時間 t_4 におけるピークの30%までの持続時間である。この例では、 t_1-t_2 はウォッシュイン段階、 t_2-t_3 はエンハンスメント段階、 t_3-t_4 はウォッシュアウト段階である。本発明の原理によれば、最大強度検出器72によって生成される値は、ウォッシュインの初期段階、図の65 (t_2) までの期間の瞬時コントラストピクセル値として使用される。時間平均化計算器82によって生成される値は、後の段階、67 (t_3) に続く期間に使用される。ピーク強調段階 t_2 乃至 t_3 の間、両方の値の重み付け組合せが使用される。これは、各段階が達せられるときに時間 - 強度曲線トリガ回路56による重み付け変化をトリガすることによって行われ、2つの重み付け回路、最大強度 (MI) 重み付け回路74及び時間平均化 (TA) 重み付け回路84の動作を制御する。これらの重み付け回路は、図6の重み付け関数曲線410及び420によって示されるようなそれぞれの値に重み付けを適用する。この例では、曲線420はTA重み付け回路84によって使用され、曲線410はMI重み付け回路74によって使用される。

【0013】

この動作の一例を示すために、最大強度検出器72及び時間平均化計算器82が、ウォッシュイン、ウォッシュアウト期間を通じて検出され、計算されるコントラスト値を生成していると仮定する。最初に、MI重み付け回路74は、1の重み付けで最大強度値を重み付けし、TA重み付け回路は、0の重み付けで時間平均値を重み付けする。これは、出力加算器90が完全に重み付けされる最大強度値のみを受信していることを意味する。したがって、加算器によって生成される出力値のシーケンスは、この初期段階の間のコントラスト強度の急激な立ち上がりを完全に反映する最大強度値である。図5の時間 t_2 において、時間 - 強度曲線トリガ回路56は、図6のそれぞれの曲線関数を使用し始めるように重み付け回路をトリガする。したがって、MI重み付け回路74による最大強度値の重み付けは、時間 t_2 から時間 t_3 までは1から0に減り、TA重み付け回路84による時間平均値の重み付けは0から1に向かって増加し始める。したがって、加算器90の出力は、両方の値の重み付け組合せとなり、最初に最大強度によって支配されるが、時間 t_3 において最大強度値の重み付けが0に達して、時間平均値の重み付けが1に達するまで、時間平均値の増加する寄与を減少させ、徐々に反映する。その後、コントラスト値は時間平均計算値のみになり、ノイズ及び動きによる減少する逆効果を示す。

ピークが実現される前の第1の時間 - 強度曲線の計算中に時間 - 強度曲線のピークAを正確に予測することは不可能であることが理解されるであろう。この問題を解決するため

に、本発明の図示される実施形態は、新しいT-I曲線が計算されるまで使用される1つの曲線からのT-Iパラメータを記憶するT-I履歴バッファ58も有する。一例として、患者に一定のコントラストの流れが注入されると仮定する。領域内のマイクロバブルを破壊するために、超音波の高出力フラッシュ送信が画像領域に適用される。その後、マイクロバブルの新しい流入の間、時間 - 強度曲線が計算され、生成され、時間 t_2 （最初のウォッシュインの終了）及び t_3 （ピーク強調の終了）が決定され、T-I履歴バッファに記憶される。他の高出力フラッシュ送信が画像領域に適用され、コントラストの新しい流入がイメージングされる微小脈管構造内にウォッシュインされ始める。マイクロバブルが到達し、画像内のピクセル位置における強度を強調すると、重み付け回路は、先行して決定される時間 t_2 及び t_3 にそれらの重み付けを変化させるようにトリガされる。同じウォッシュイン期間中、時間 - 強度曲線トリガ回路は新しい時間 - 強度曲線を計算し、現在のウォッシュイン、ウォッシュインサイクルを使用して更新される時間 t_2 及び t_3 を決定し、更新値をTI履歴バッファに記憶する。したがって、各々の繰り返されるウォッシュイン、ウォッシュインサイクルは、 t_2 及び t_3 スイッチオーバータイムの最新の更新セットを使用し、重み付け回路機能の変更をトリガする。

10

20

30

40

50

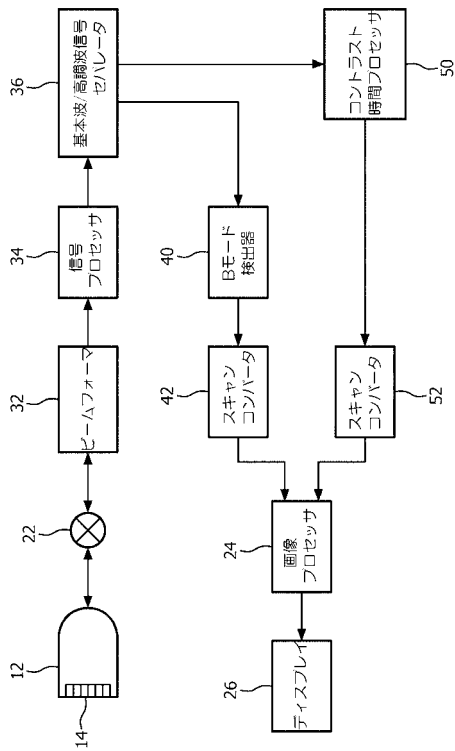
【0014】

図7は、図5とは異なるアプローチを示す。この例では、 t_1 乃至 t_2 は出現段階であり、 t_2 乃至 t_3 は増加段階であり、 t_3 乃至 t_4 はピーク段階である。本発明の原理によれば、最大強度検出器72によって生成される値は、出現段階中の瞬時コントラストピクセル値として使用される。時間平均化計算器82によって生成される値は、ピーク段階で使用される。増加段階 t_2 乃至 t_3 の間に、両方の値の重み付け組合せが使用される。これは、2つの重み付け回路、最大強度(MI)重み付け回路74及び時間平均化(TA)重み付け回路84の動作を制御する各段階が達成されるとき、時間 - 強度曲線トリガ回路56による重み付け変化をトリガすることによって行われる。これらの重み付け回路は、図6の重み付け関数曲線410及び420によって示されるようなそれぞれの値に重み付けを適用する。この例では、曲線420はTA重み付け回路84によって使用され、曲線410はMI重み付け回路74によって使用される。造影剤が存在する画像内の1つの位置が、画像内のすべてのピクセルに対して変化する重み付け関数をトリガするために使用されるべき時間 - 強度曲線を計算するために使用され得ることは評価される。代わりに、画像内のいくつかの位置で $T = I$ 曲線は計算されることができ、各位置で測定される t_2 及び t_3 時間の平均は、重み関数の切り替えをトリガするために時間 - 強度曲線トリガ回路によって使用され得る。十分な計算能力が与えられると、画像フィールド内の各ピクセル位置で時間 - 強度曲線を計算し、各ピクセル位置に対するT-I曲線を使用して、各固有ピクセル位置に対する重み付け回路の切り替えを決定することも可能である。

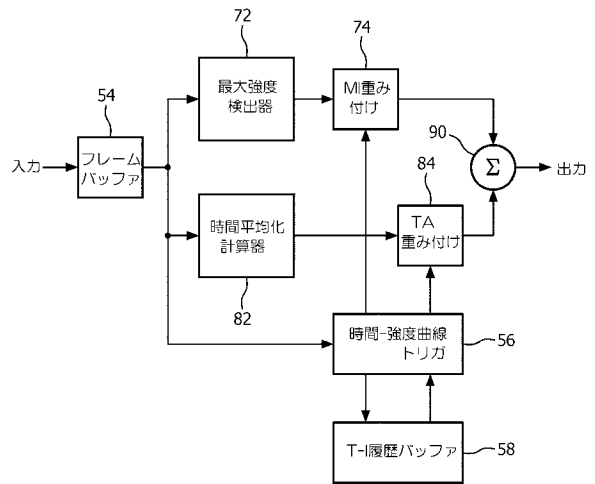
当業者であれば、本発明による超音波システムは、ハードウェア、ソフトウェア、又はその両方の組み合わせを使用して構成できることを直ちに認識するであろう。ハードウェア構成では、システムは、記載される発明を実行する回路を含むことができ、又は請求される処理を実行するように構成されるゲートを備えたFPGAのような高度なデジタル回路を使用することができる。今日の超音波システムの大部分の構成であるソフトウェア構成では、フレームバッファは、アドレス可能なメモリ位置にコントラストデータを記憶するデジタルメモリであり、図2に示す他の機能はソフトウェアサブルーチンによって実行される。たとえば、最大強度検出器は、デジタルメモリから連続的にアドレス指定されるコントラストデータ値を減算することによる比較を実行するソフトウェアルーチンによって提供される。時間平均化計算機は、コントラストデータ値のシーケンスを加算し、その合計を値の数で除算するソフトウェアルーチンによって提供される。重み付け回路機能は、時間 - 強度曲線トリガによってトリガされるメモリに記憶される係数を重み付けすることによって、検出器及び計算器ルーチンからの値を掛けることによって提供される。加算器は加算サブルーチンによって提供される。時間 - 強度曲線トリガは、最良の適合が見つかるまで異なる変数値を有する方程式を反復して実行することにより、上記のT-I式を実行するルーチンによって、T-I曲線をコントラストデータ値に適合させる。T-I履歴バッファ

ァはデジタルメモリである。加算器90に続いて、必要に応じて、出力データに利得係数値を乗算することによって、出力データは正規化されることができる。ハードウェアとソフトウェアの両方の組み合わせは、当業者には容易に明らかであろう。

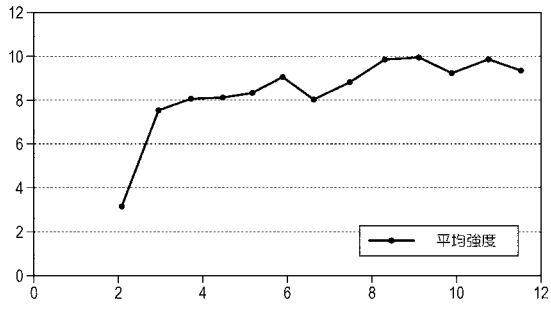
【 図 1 】



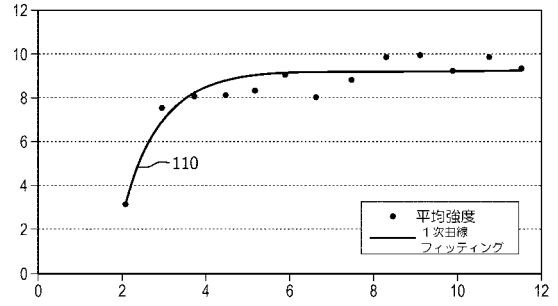
【 図 2 】



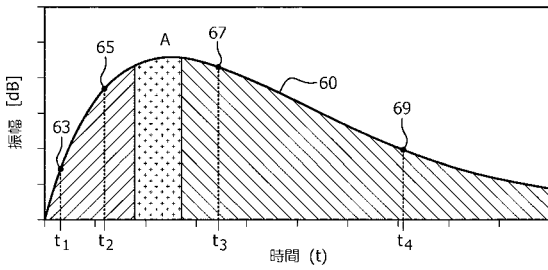
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】

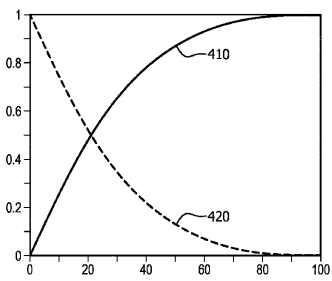
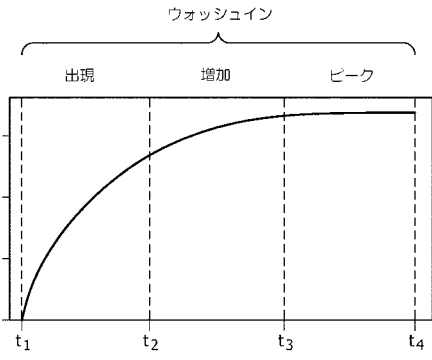


FIG. 6

【 図 7 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/EP2016/069712

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
INV. A61B8/06 A61B8/08 G06F19/00 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B G06F G06T		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	US 2010/060644 A1 (ELIE NICOLAS [FR] ET AL) 11 March 2010 (2010-03-11) abstract figures 1-13 paragraph [0001] - paragraph [0060] paragraph [0070] - paragraph [0165] ----- -/--	1, 15 13 2-12, 14
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents :		
A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier application or patent but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		*T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art *&* document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 28 October 2016		Date of mailing of the international search report 09/11/2016
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Moehrs, Sascha

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2016/069712

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	<p>Marianne Gauthier ET AL: "Assessment of quantitative perfusion parameters by dynamic contrast-enhanced sonography using a deconvolution method: an in vitro and in vivo study", Journal of ultrasound in medicine : official journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine, 2 April 2012 (2012-04-02), page 595, XP055261714, United States Retrieved from the Internet: URL:http://www.jultrasoundmed.org/content/31/4/595.full.pdf [retrieved on 2016-03-31] abstract figures 1-7 Section "Materials and Methods" -----</p>	1,15
Y	<p>WO 2014/061258 A1 (KONICA MINOLTA INC) 24 April 2014 (2014-04-24) abstract & US 2015/297172 A1 (TAKAGI KAZUYA [JP] ET AL) 22 October 2015 (2015-10-22) abstract figure 7 paragraph [0132] - paragraph [0134] -----</p>	13
A	<p>US 2012/253190 A1 (GAUTHIER THOMAS PATRICE JEAN ARSENE [US] ET AL) 4 October 2012 (2012-10-04) abstract figures 1-8 paragraph [0034] - paragraph [0089] -----</p>	1-15

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2016/069712

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2010060644 A1	11-03-2010	EP 2097007 A1	09-09-2009
		EP 2862518 A1	22-04-2015
		JP 5355417 B2	27-11-2013
		JP 2010512900 A	30-04-2010
		US 2010060644 A1	11-03-2010
		WO 2008053268 A1	08-05-2008
WO 2014061258 A1	24-04-2014	JP W02014061258 A1	05-09-2016
		US 2015297172 A1	22-10-2015
		WO 2014061258 A1	24-04-2014
US 2012253190 A1	04-10-2012	CN 102573647 A	11-07-2012
		US 2012253190 A1	04-10-2012
		WO 2011041244 A1	07-04-2011

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 グウ シヤオリン

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 ドゥオン インホウイ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 リー シヤオミン

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 シャムダサーニ ヴィジャイ タークル

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 ウー イーン

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

Fターム(参考) 4C601 DE06 DE10 DE11 DE12 EE04 JB34 JB45 JB48

专利名称(译)	微血管超声造影与自适应时间处理		
公开(公告)号	JP2018523531A	公开(公告)日	2018-08-23
申请号	JP2018507699	申请日	2016-08-19
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	グウシャオリン ドウオンインホウイ リーシャオミン シャムダサーニヴィジャイタークル ウーイー		
发明人	グウ シャオリン ドウオン インホウイ リー シャオミン シャムダサーニ ヴィジャイ タークル ウー イー		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0825 A61B8/085 A61B8/481 A61B8/5223 G01S7/52039 G16H30/40		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/DE11 4C601/DE12 4C601/EE04 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/ JB48		
优先权	2015189930 2015-10-15 EP PCT/CN2015/087789 2015-08-21 WO		
其他公开文献	JP2018523531A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声诊断成像系统会产生对比度增强的图像，这些图像在对比剂冲洗的不同阶段会被不同地处理。在对比度冲洗的初始阶段，使用通过最大强度检测处理的像素执行成像，以更好地反映对比度强度的急剧变化。在对比度冲洗的后期阶段，使用时间平均过程来减少噪声和运动对像素的影响。在峰值增强的中间期间，使用通过两种技术处理的两个像素值的组合。在另一方面，洗入时段特征在于出现阶段，增加阶段和峰值阶段，并且在这些时段期间对对比度像素数据进行不同地自适应处理。

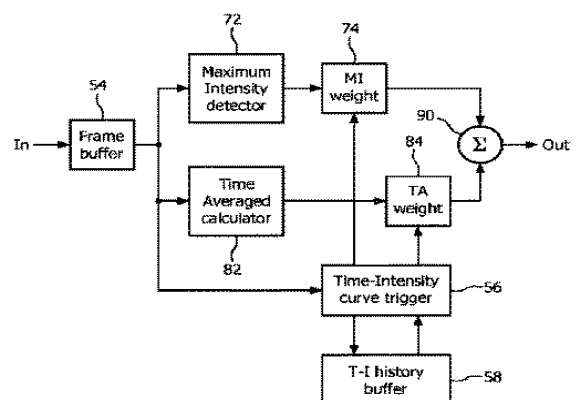


FIG. 2